



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
Katedra biomedicínské techniky

# **Analýza pletysmografické křivky u celotělového simulátoru a člověka**

## **Analysis of plethysmographic waveform at the mannequin and human**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Kristýna Vrbová

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

---

**Kladno 2017**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Kristýna Vrbová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Analýza pletysmografické křivky u celotělového simulátoru a člověka**  
Téma anglicky: Analysis of plethysmography wave at the mannequin and human

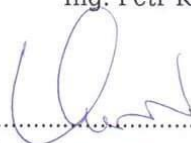
Zásady pro vypracování:

Proměřte a zanamejte pletysmografickou křivku dostupnými přístroji u celotělového simulátoru a porovnejte je. Měření realizujte pro konkrétní sestavený scénář, který bude obsahovat závažnou desaturaci. Srovnávací měření realizujte na dobrovolnících a výsledky porovnejte s měřením na simulátoru bez ovlivnění scénářem. Při porovnání se zaměřte na tvar pletysmografické křivky a její věrohodnost. Diskutujte zjištěné odchylky.

Seznam odborné literatury:

- [1] Van Meurs WL, Nikkelen E, Good ML, Pharmacokinetic-pharmacodynamic model for educational simulations, IEEE Trans Biomed Eng, ročník 45, číslo 5, 1998, 582-590 s.  
[2] Richard H. Riley, A Manual of Simulation in Healthcare, ed. 1st edition, Oxford University Press, 2008, 352 s., ISBN 019920585X

Zadání platné do: 11.09.2018  
Vedoucí: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.  
Konzultant: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analýza pletysmografické křivky u celotělového simulátoru a člověka“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18.5.2017

.....

Kristýna Vrbová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala panu doc. Ing. Martinu Rožánkovi, Ph.D. za vstřícný přístup a cenné rady při zpracování této práce.

## **ABSTRAKT**

### **Analýza pletysmografické křivky u celotělového simulátoru a člověka**

Cílem této práce je naměření saturace krve kyslíkem a pletysmografické křivky metodou pulzní oxymetrie s využitím celotělového simulátoru HPS. V první části je simulátor použit jako tester zdravotnické techniky pro simulování nízkých hodnot saturace krve kyslíkem (pod 90 %).

V druhé části si práce klade za cíl porovnat pletysmografickou křivku simulovanou simulátorem HPS s křivkou naměřenou na dobrovolnících.

Desaturace, při simulaci přednastaveného scénáře Anafylaktický šok, byla měřena patientským monitorem Datex Ohmeda S5 a pulzním oxymetrem Nellcore PM100N, z kterých ve výsledku podával věrohodnější hodnoty patientský monitor Datex.

Při porovnání zprůměrovaných křivek naměřených na simulátoru HPS a na dobrovolnících byl zaznamenán největší rozdíl v absenci dikrotické vlny u simulátoru HPS.

### **Klíčová slova**

Pacientský simulátor, pulzní oxymetrie, pletysmografická křivka, desaturace.

## **ABSTRACT**

### **Analysis of plethysmographic waveform at the mannequin and human**

The aim of this thesis is the measurement of peripheral oxygen saturation and plethysmographic waveform by pulse oxymetry, using the human patient simulator HPS. In the first part, the simulator was used as a tester of medical devices for simulation of low blood oxygen saturation (below 90 %).

In the second part, the plethysmographic waveform simulated by the HPS was compared with the plethysmographic waveform measured on volunteers.

Desaturation, which was simulated by the Anaphylaxis scenario, was measured by the patient monitor Datex Ohmeda S5 and by the pulse Oximeter Nellcore PM100N. Based on the measurements, it can be observed that data from the patient monitor Datex were more credible.

If the averaged waves measured on the simulator and those measured on volunteers are compared, the biggest difference is in the absence of dicrotic wave in the patient simulator HPS.

### **Keywords**

Patient simulator, pulse oxymetry, plethysmograph wave, desaturation.

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>14</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>15</b>
1.1 Přehled současného stavu.....	15
1.2 Cíle práce.....	16
<b>2 Pacientský simulátor</b> .....	<b>17</b>
2.1 Software MŮSE .....	17
2.2 Model těla.....	18
2.3 Modul OxSim.....	18
2.4 Řídící jednotka .....	19
<b>3 Pletysmografie</b> .....	<b>20</b>
3.1 Pulsová vlna .....	20
3.2 Fotoelektrická pletysmografie.....	21
3.3 Pulzní oxymetrie .....	21
<b>4 Metody</b> .....	<b>24</b>
4.1 Měření na simulovaném pracovišti JIP .....	24
4.2 Scénář Anaphylaxis.....	24
4.3 Měření pletysmografické křivky .....	25
4.4 Postup při zapojení pacientského simulátoru.....	26
4.5 Měření pulzním oxymetrem .....	26
4.6 Přístroje .....	27
4.6.1 Pacientský monitor Datex Ohmeda S5.....	27
4.6.2 Pulzní oxymetr Libra (Nellcor <sup>TM</sup> , Minneapolis, MN).....	28
4.7 Přenos a zpracování výsledných dat.....	28
4.7.1 Úprava křivek v prostředí Matlab.....	29
4.8 Statistické zpracování dat.....	30
<b>5 Výsledky</b> .....	<b>31</b>
5.1 Měření desaturace .....	31
5.2 Měření pletysmografické křivky .....	36
<b>6 Diskuse</b> .....	<b>39</b>
<b>7 Závěr</b> .....	<b>42</b>

<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>43</b>
<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>44</b>
<b>Příloha A: Tabulky přesností.....</b>	<b>46</b>
<b>Příloha B: Obsah přiloženého CD.....</b>	<b>47</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
<i>SpO<sub>2</sub></i>	%	Saturace krve kyslíkem
<i>RR</i>		Dechová frekvence
<i>HR</i>	Bpm	Tepová frekvence
<i>BP</i>	mmHg	Krevní tlak

## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
ARO	Anesteticko-resuscitační oddělení
JIP	Jednotka intenzivní péče
ECS	Emergency care simulator
HPS	Human patient simulator

# 1 Úvod

Tématem mé práce je analýza pletysmografické křivky u celotělového simulátoru a u člověka. Jako umělého pacienta považujeme patientský simulátor vybavený figurínou, na níž lze prakticky provádět jednotlivé zákroky a monitorovat změny, např. po podání daného léčiva. Na figuríně též manekýnovi tedy můžeme sledovat změny provedené v softwaru, lze jí označit jako jeho výstup.

Význam umělého pacienta spočívá zejména ve školení lékařského personálu, kdy si zdravotnický personál může vyzkoušet některé zákroky s podobnou odezvou jako u živého pacienta. Dále se využívá ke školení záchranářů a armády pro nácvik krizových situací.

Kromě toho umělého pacienta lze využít jako tester zdravotnické techniky, což je jedna z jeho hlavních funkcí na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně.

Naše fakulta má k dispozici dva simulátory Emergency Care Simulator (ECS) a Human Patient Simulator<sup>®</sup> (HPS) od stejného výrobce CAE Healthcare. Jejich základní rozdíl je ve snímaných parametrech. Pro moje měření byl použit simulátor HPS. Základní principy jsou ale pro oba simulátory stejné.

Ve své práci se zaměřím na měření saturace krve kyslíkem metodou pulzní oxymetrie a průběh pletysmografické křivky na umělém pacientovi, konkrétně na externím modulu OxSim. Modul není zabudován ve figuríně, což mu sice ubírá na autentičnosti, ale pro práci se simulátorem, jeho kalibraci a moje účely, kdy ho používám jako tester, je to dostačující.

## 1.1 Přehled současného stavu

Metoda pulzní oxymetrie je v současné době nejvíce používanou metodou pro stanovení saturace krve kyslíkem. U běžných oxymetrů měřících ve dvou vlnových délkách dostáváme nejpřesnější hodnoty u zdravých pacientů se saturací nad 90 %. Nepřesnosti mohou vznikat vlivem vnějších artefaktů. Zde některé studie řeší vliv pohybových artefaktů, barvení prstů henou, dopadající světlo z operačních svítidel nebo nalakování nehtů [1].

Další problémy mohou nastat u různých forem onemocnění, např. u methemoglobinemie, kdy mají oxymetry tendenci při vysokých hladinách methemoglobinu podhodnocovat hodnotu SpO<sub>2</sub>, která je ve skutečnosti vyšší. Data o pulzní oximetrii by měla být používána s opatrností, popřípadě měřit s přístroji, schopnými detekovat hladinu methemoglobinu v krvi [2].

Opačný problém nastává u pacientů s intoxikací oxidem uhelnatým, jelikož vzniklý karboxyhemoglobin má stejnou absorpční schopnost jako detekovaný oxyhemoglobin. Měření musí být doplněno o CO-oximetr, schopný detekovat vznikající karboxyhemoglobin [3].

Další diskutovanou oblastí je přesnost pulzních oxymetrů v závislosti na zvyšující se desaturaci. Přístroje použité v mé práci garantují přesnost v intervalu SpO<sub>2</sub> 70-100 % u přístroje Libra (Nellcor<sup>TM</sup>, Minneapolis, MN) a přístroje Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA) v intervalu SpO<sub>2</sub> 80-100 %. Ve své práci jsem omezená pouze na ověřování přesnosti pomocí simulátoru, při měření na probandech je naměřená hodnota SpO<sub>2</sub> porovnávána s hodnotou saturace arteriální krve SaO<sub>2</sub> měřené invazivně. Ve studii prováděné na 102 probandech byla porovnány data ze tří oxymetrů a jeden ze sledovaných údajů byla právě přesnost při hodnotách SaO<sub>2</sub> 90 % a méně, kdy klesá citlivost měření SpO<sub>2</sub>, a hrozí tak nepřesná diagnostika hypoxie [4].

## 1.2 Cíle práce

Prvním dílčím cílem mé práce je zaměřeni se na věrohodnost jednotlivých přístrojů při měření proměnlivé saturace krve kyslíkem, a to na přednastaveném scénáři. U proměnlivé saturace kyslíkem byla stanovena podmínka poklesu SpO<sub>2</sub> alespoň pod 90 %. Výstupem by mělo být zhodnocení rozdílů mezi přístroji, a to zejména věrohodnost měřených dat při náhlém poklesu hladiny SpO<sub>2</sub> a při jeho nízkých hodnotách.

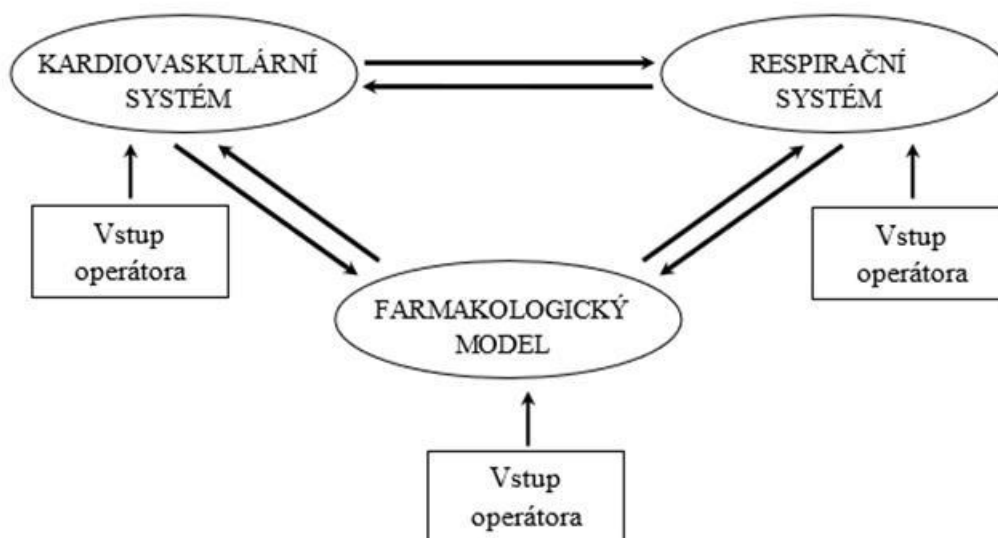
Dalším cílem je porovnat pletysmografickou křivku umělého pacienta a člověka. Opět se zde zaměřím na věrohodnost, v tomto případě simulované pletysmografické křivky umělým pacientem.

## 2 Pacientský simulátor

Celé zařízení je složeno ze tří hlavních částí: počítače se softwarem (v našem případě MŮSE), řídicí jednotky a modelu těla. Tyto části jsou propojené a navzájem se ovlivňují.

Díky dynamickému propojení modelů kardiovaskulární, respirační a farmakologické soustavy (Obrázek 2.1) spolu s fyzikálním modelem figuríny, umožňuje HPS neboli Human Patient Simulator zcela charakterizovat dospělého pacienta.

HPS využívá sofistikované matematické modely lidského fyziologického a farmakologického subsystému určující automaticky reakce pacienta na činnosti a intervence uživatelů [5].

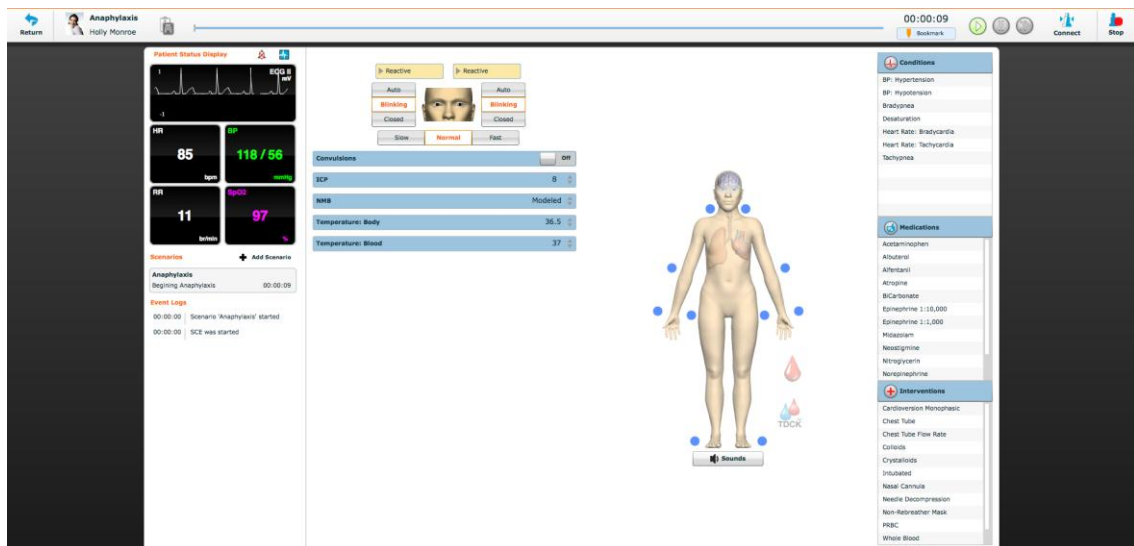


Obrázek 2.1 : Vzájemné propojení částí pacientského simulátoru [2].

### 2.1 Software MŮSE

Software zajišťuje, aby ovládání umělého pacienta bylo rychlé a snadné. Je kompatibilní s operačními systémy Mac i Windows. V hlavním okně (viz Obrázek 2.2) můžeme sledovat hodnoty námi zvolených parametrů, sled jednotlivých událostí při dané simulaci, panel pro podání léčiv a pro provedení dalších úkonů jako je intubace, kterou lze provést jak prakticky na figuríně tak i přes software.

Součástí softwaru jsou naprogramované scénáře. Příkladem scénáře z našeho měření je 21-letá žena s anafylaktickým šokem. Během simulace simulátor může reagovat na náš postup a podle toho měnit jednotlivé fáze, ve kterých se pacient zrovna nachází. Krajní případ je smrt pacienta při našem pochybení. Dalším příkladem je výukový scénář, kde dochází k manuálnímu přepínání fází, vycházející z postupu záchranářů[6].



Obrázek 2.2: Software MÜSE. Zdroj: Autor.

## 2.2 Model těla

Celá 180 cm dlouhá figurína (Obrázek 2.3) váží 34 kg a odehrávají se na ní veškeré úkony jako na živém pacientovi. Figurína může představovat fyzikální vlastnosti dospělého muže i ženy, což si zvolíme v softwaru MÜSE. Mezi příznaky, které může HPS simulovat, patří dýchání, hmatatelný tep, mrkání očí, pohyby hrudníky a možnost srdeční masáže. Tyto parametry jsou spojené s matematickými modely z oblasti anatomie a fyziologie lidského těla [5].



Obrázek 2.3: Model těla umělého pacienta [6].

## 2.3 Modul OxSim

Modul OxSim představuje u simulátoru HPS rozhraní v podobě umělého prstu, který umožňuje připojení externího přístroje pro měření saturace krve kyslíkem. Modul se kalibruje z řídicího počítače pomocí samostatné aplikace a externího kalibračního přístroje [7].



Obrázek 2.4: Modul OxSim. Zdroj: Autor.

## 2.4 Řídící jednotka

Řídící jednotka HPS nám zajišťuje přívod energie, dýchacích plynů a jeho součástí jsou i umělé plíce. Je vybavena mnoha dalšími součástkami, jako je například analyzátor plynů, který analyzuje plyny proudící do figuríny [7].

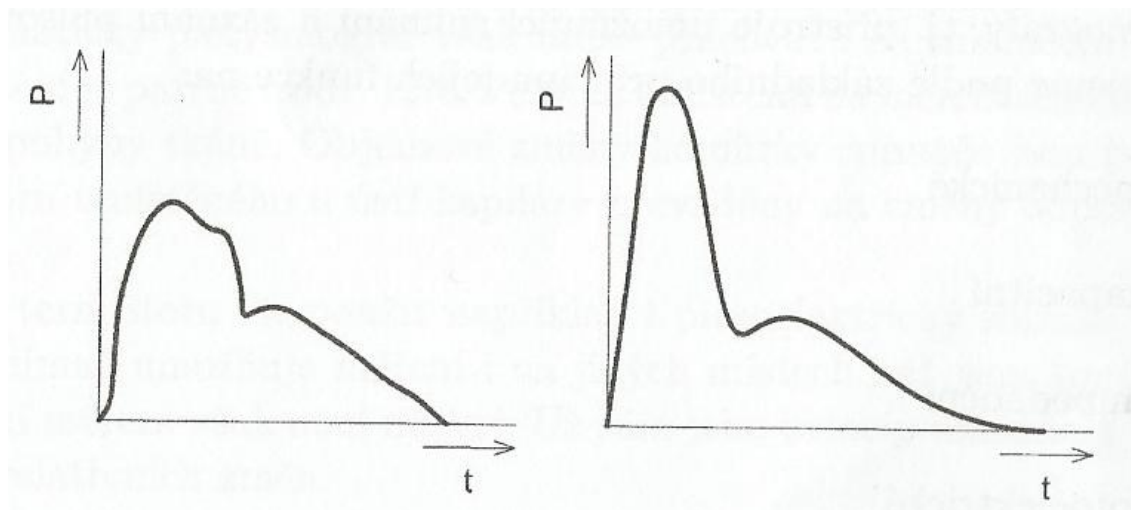
### 3 Pletysmografie

Principem metody pletysmografie je sledování změn objemu orgánu při jeho funkci a poskytuje nám informace o činnosti a reaktivitě cév. Nitrohruční a plicní objemy můžeme stanovit pomocí celotělové pletysmografie, prokrvení v dolních končetinách pletysmografií okluzivní [11,12].

#### 3.1 Pulsová vlna

Krev je vypuzována během srdeční systoly z levé komory a šíří se krevním řečištěm. Jelikož je krev vypuzována z levé komory do aorty pod tlakem, jejím vypuzením je vyvolána tlaková změna v aortě (tlakový pulz). Křivka průběhu tlakové vlny se tedy skládá z prudkého nárůstu tlaku, po němž následuje pokles (primární vlna). Na začátku diastoly můžeme na křivce šíření pulzní vlny sledovat opět mírný nárůst tlaku a vznik tzv. dikrotické vlny. Ta je způsobena odrazem primární tepové vlny v periferních tepnách.

Pulsová vlna je tedy formována srdeční automacií zejména při systole změnami v množství a rychlosti vypuzované krve, ale také elastickými vlastnostmi aorty a velkých tepen. Tvar centrální a periferní pulsové vlny je znázorněn na Obrázku 4.1.



**Obrázek 3.1** : Centrální (vlevo) a periferní (vpravo) vlna [12].

Rychlost pohybu pulzní vlny je výrazně vyšší než rychlost pohybu krve a závisí na elasticitě cév a na poměru mezi tloušťkou stěny cév a jejím poloměrem. Podle měřené fyzikální veličiny můžeme pulsovou vlnu rozdělit na tlakovou, objemovou a proudovou [12,13].

## 3.2 Fotoelektrická pletysmografie

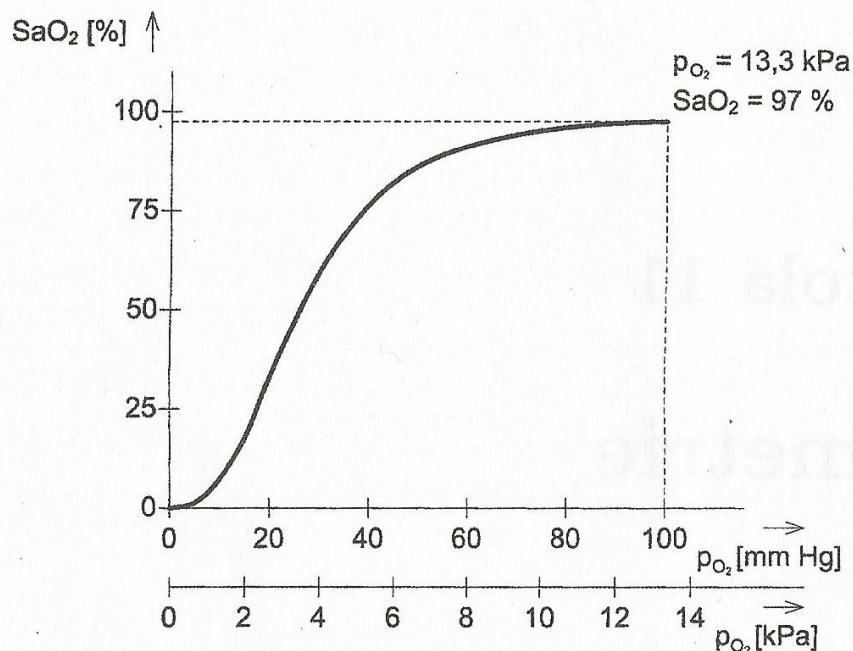
Fotoelektrický pletysmograf dělíme na průsvitový (transmisní) a reflexní. Při změnách tlaku v souvislosti s činností srdce se mění objem kapilár a s ním se mění i absorpce, odrazu a rozptylu světla.

Při transmisní pletysmografii prochází světelné paprsky tkání a jsou zachyceny na fototranzistoru. Při vzestupu objemu krve je absorbováno více světelných paprsků, takže jich na fototranzistor dopadne méně, absorpce je tedy menší. Limitace metody spočívá v její aplikaci pouze v místech, kde lze očekávat, že světelné paprsky projdou tkání (např.: prst, ušní lalůček) [12].

## 3.3 Pulzní oxymetrie

Neinvazivní měření pulzními oxymetry je pro svou jednoduchost nejpoužívanější metodou pro stanovení nasycení periferní tkáně kyslíkem ( $SpO_2$ ).

Pulzními oxymetry měříme množství kyslíku navázaného na hemoglobin, konkrétně poměr mezi oxyhemoglobinem, nesoucí kyslík, a ostatními formami hemoglobinu. Množství hemoglobinu vázaného v hemoglobinu a fyzikálně vázaného hemoglobinu jsou ve vzájemné dynamické rovnováze. Při průchodu fyzikálně rozpuštěného kyslíku tkání dochází k jeho spotřebě. Pokles parciálního tlaku kyslíku se kompenzuje jeho uvolněním z oxyhemoglobinu v červených krvinkách, což je popsáno tzv. disociační křivkou hemoglobinu pro kyslík (viz. Obrázek 3.1).



Obrázek 3.2 : Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík [12].



Celková koncentrace hemoglobinu (tHb) je tedy vyjádřena jako součet jeho složek:

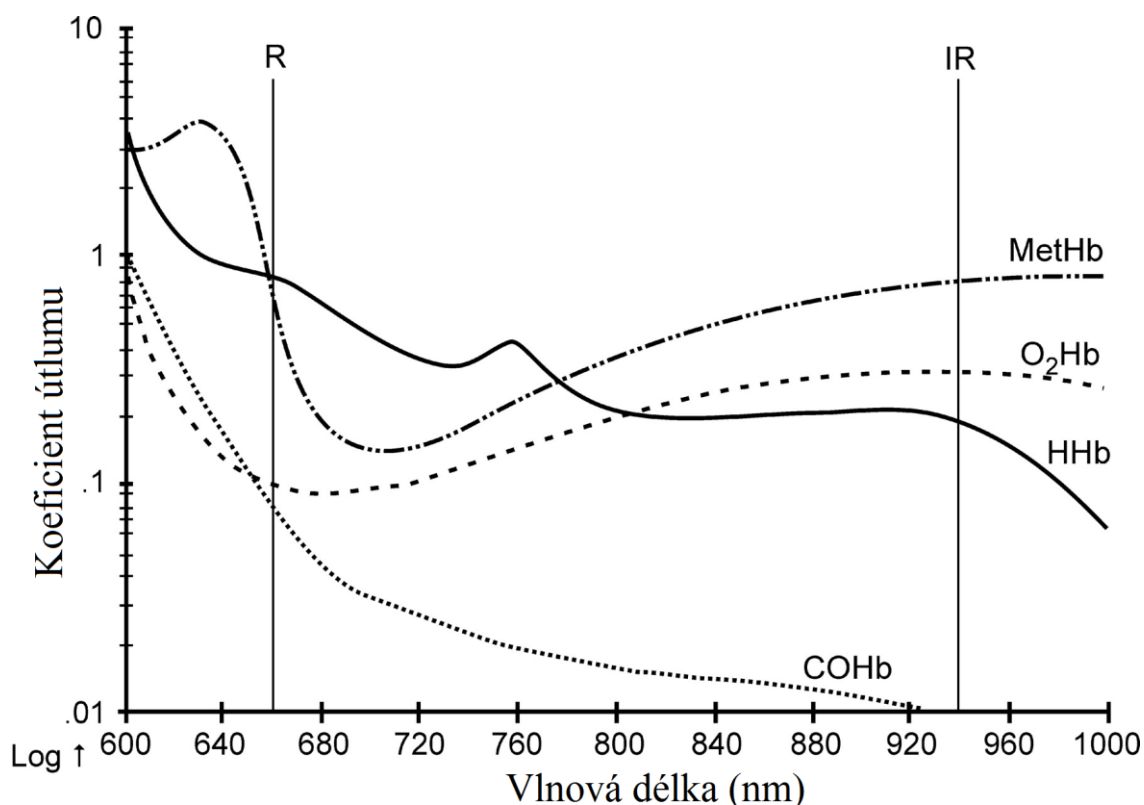
$$tHb = cO_2Hb + cHHb + cMetHb + cCOHb + cSHb \quad (3.1)$$

kde  $cO_2Hb$  nám udává koncentraci oxyhemoglobinu,  $cHHb$  koncentraci deoxyhemoglobinu,  $cMetHb$  koncentraci methemoglobinu,  $cCOHb$  koncentraci karboxyhemoglobinu a  $cSHb$  koncentraci sulfhemoglobinu.

Při měření pulzním oxymetrem jsme omezeni pouze na oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin, zbylé složky hemoglobinu u většiny přístrojů zanedbáváme. Výsledný vzorec saturace krve kyslíkem vypadá následovně:

$$SpO_2 = \frac{cO_2Hb}{cO_2Hb + cHHb} \quad (3.2)$$

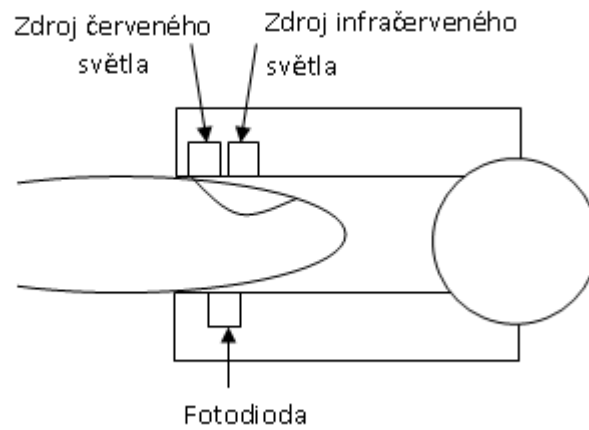
Světelné zdroje pulzních oxymetrů, typicky dvě LED diody, vyzařují dvě vlnové délky – viditelné červené záření o vlnové délce 600 až 750 nm a infračervené světlo o vlnové délce 850 až 1000 nm [8].



**Obrázek 3.3:** Graf závislosti jednotlivých složek hemoglobinu na absorpci světla s vyznačenými vlnovými délkami používanými při měření běžnými oxymetry [9].

Příkladem přístroje měřícího ve více vlnových délkách je přístroj společnosti Masimo, který umožňuje vyhodnotit i ostatní krevní složky [10].

Nejčastěji se prosvěcují dobře prokrvené tkáně jako je prst, někdy i ušní lalůček. Uspořádání prstového snímače je znázorněna na Obrázku 3.2. Po průchodu světelných paprsků tkání je výsledná intenzita světelného záření měřena fotodiódou.



**Obrázek 3.4** : Pulzní oxymetr. Zdroj: Autor.

## 4 Metody

### 4.1 Měření na simulovaném pracovišti JIP

Všechna měření probíhala na simulovaném pracovišti ARO a JIP na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně (viz Obrázek 5.1). Kromě měření věrohodnosti přístrojů při simulované desaturaci na simulátoru HPS, zde bylo provedeno i měření pletysmografické křivky na pěti dobrovolnících.

Přístroje, kterými byla měřena saturace krve kyslíkem a pletysmografická křivka, jsou patientský monitor Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA) a pulzní oxymetr Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN).



**Obrázek 5.1** : Simulované pracoviště JIP na Fakultě biomedicínského inženýrství.  
Zdroj: Autor.

### 4.2 Scénář Anaphylaxis

Pro měření bylo vybíráno ze scénářů, při kterých dochází k výrazné desaturaci (pod 90 %) a které nejsou tak náročné na čas a použité přístroje. To je z důvodu, aby se při opakování měření nová simulace co nejvíce přiblížila původní simulaci, nejlépe, aby se obě shodovaly. Dalším důvodem může být náročnost celého scénáře, jelikož při

měření mě bude zajímat pouze průběh SpO<sub>2</sub>, a použití ventilátoru nebo jiné zdravotnické techniky by bylo náročnější a měření by mohlo ovlivnit.

Toto nejlépe splňoval scénář Anafylaktický šok, při kterém je simulovaný průběh anafylaktického šoku po pozření alergenu. Jedná se o výukový scénář, tudíž nedochází k automatickému přepínání fází. Fáze jsou přepínány na základě postupu záchranného týmu, v případě této práce bylo postupováno podle kroků uvedených v popisu scénáře.

Simulovaným pacientem byla 21-letá žena, která si stěžuje na problémy s dýcháním. Po večeři v restauraci cítí těsnost v krku a až později zjišťuje, že v jídle byli měkkýši, na které je alergická.

Celý scénář se skládá z 6 částí. V první části (Beginning Anaphylaxis) se hodnota tepů za minutu pohybuje okolo 90. Saturace krve kyslíkem dosahuje spodních hodnot 90 %. Krevní tlak je 100/50 mmHg a frekvence dýchání 20 dechů za minutu. Pokud nedojde v první fázi scénáře k podání léku, scénář se musí manuálně přepnout do další fáze.

Ve druhé části (Mild Anaphylaxis) stoupá tep na hodnotu 110 tepů za minutu a saturace krve kyslíkem naopak klesá pod 90 %. Tlak krve se nemění a jeho hodnoty se pohybují kolem 100/50 mmHg.

Ve třetí (Moderate Anaphylaxis) i ve čtvrté fázi (Severe Anaphylaxis) hodnoty tepu dále stoupají a pohybují se v rozmezí 130-140 tepů za minutu. Saturace krve kyslíkem klesá ve čtvrté fázi až pod 80 %. Dochází už také ke změnám tlaku, ve třetí fázi je to nárůst na 130/70 mmHg a ve čtvrté pak pokles na 80/40 mmHg.

V páté fázi (Epinephrine Administered) po podání epinefrinu stoupá tep na hodnotu 160 tepů za minutu. Stejně tak i tlak z předchozích 80/40 mmHg na 130/70 mmHg. Frekvence dýchání je 20 dechů za minutu a saturace krve kyslíkem stoupá na 90 %.

V poslední fázi (Condition Improves) už se všechny hodnoty vrací do svých fyziologických hodnot. Tepová frekvence je v rozmezí 60-70 tepů za minutu, frekvence dýchání 20 dechů za minutu, tlak krve 120/70 mmHg a saturace krve kyslíkem nad 90 %.

### **4.3 Měření pletysmografické křivky**

Měření na patientském simulátoru bylo provedeno pětikrát pro zdravého muže ve věku 21 let.

Z naměřených hodnot byla v dalších krocích vypočítána průměrná křivka, a to z pěti signálů patientského simulátoru a pěti signálů naměřených na pěti probandech.

Při měření probíhající na pěti probandech z řad studentů se jednalo o stejnou věkovou skupinu mužů 21-22 let. Z tohoto důvodu i měření na patientském simulátoru probíhalo pro objekt stejné věkové kategorie.

Při měření na probandech měření probíhalo za stejných podmínek (pokojová teplota, vlhkost vzduchu, tlak). Pro co nejmenší ovlivnění saturační křivky bylo nutné zajistit především stejnou teplotu, která má vliv na amplitudu pletysmografické křivky. To bylo zajištěno stejnou pokojovou teplotou a pobytem probandů v laboratoři zhruba 20 minut před měřením.

Dalším proměnlivým parametrem byla tepová frekvence, která má vliv na periodu pulzní vlny. Zde byl důležitý klid před i během měření a měření dostatečně dlouhé (5 minut) pro ustálení tepové frekvence na fyziologické hodnotě.

Úpravy dat z patientského monitoru Datex Ohmeda S5 byly provedeny v programu MatLab R2012b (Mathworks).

**Tabulka 4.1** : Sledovaná skupina pěti dobrovolníků z řad studentů

Proband	Věk	Váha
1	22	78
2	22	70
3	21	85
4	22	83
5	21	68

#### 4.4 Postup při zapojení patientského simulátoru

Nejprve jsou připojeny tlakové lahve medicínálních plynů do řídicí jednotky, těmi jsou vzduch, kyslík, oxid uhličitý a dusík. Druhým krokem při práci s celotělovým simulátorem HPS je spuštění řídicí jednotky a počítače Mac s nainstalovaným softwarem MÜSE. Po spuštění otevřeme tlakové lahve.

V softwaru MÜSE si poté lze vybrat z přednastavených scénářů a spustit simulaci. Po spuštění simulace je připojena figurína umělého pacienta, což trvá několik sekund. Pro ukončení simulace je nutné nejprve odpojit figurínu a až poté ukončit scénář.

#### 4.5 Měření pulzním oxymetrem

Při samotném měření pulzním oxymetrem je důležité správné umístění klipsu (viz Obrázek 5.2). Při celém měření musí být pacient v klidu, aby měření nebylo narušeno pohybovými artefakty.

Pro každého probanda bylo naměřen pětiminutový záznam pletysmografické křivky. Stejně tak pro patientský simulátor, kde byla ovšem měřena pouze jedna přednastavená osoba.

Při měření desaturace na umělém pacientovi probíhalo stejně, pouze byl k jejímu měření použit přednastavený scénář a bylo nutné přepínat jednotlivé fáze podle návodu.

Všechna měření na umělém pacientovi byla prováděna na modulu OxSim, jenž představuje u simulátoru HPS rozhraní v podobě umělého prstu, umožňujícího připojení externího přístroje pro měření saturace krve kyslíkem.



**Obrázek 5.2:** Měření saturace krve kyslíkem. Zdroj: Autor.

## **4.6 Přístroje**

### **4.6.1 Patientský monitor Datex Ohmeda S5**

Pomocí patientského monitoru Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA) jsou monitorovány základní životní funkce pacienta. Kromě sledování hodnot a křivek v reálném čase je možné informace o stavu pacienta ukládat do externího zařízení pomocí softwaru Datex-Ohmeda S/5 Collect.

Pro měření byl použit senzor pro měření saturace krve kyslíkem (Obrázek 5.2). Mezi další parametry, které lze patientským monitorem Datex Ohmeda S5 měřit, patří HH, RR a BP [14].



**Obrázek 5.3:** Pacientský monitor Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA). Zdroj: Autor.

#### 4.6.2 Pulzní oxymetr Libra

Pulzní oxymetr Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN) monitoruje hodnotu  $SpO_2$  a zní vypočtenou tepovou frekvenci v reálném čase. Trendová data jsou ukládána do interní paměti přístroje, která je schopná zaznamenat 96 hodin. Jejich přenos do externího zařízení je realizován přes USB port.



**Obrázek 5.4:** Pulzní oxymetr Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN). Zdroj: Autor.

#### 4.7 Přenos a zpracování výsledných dat

Pro přenos naměřených dat z pacientského monitoru Datex Ohmeda S5 byl použit program Datex-Ohmeda S5 Collect. Sběr dat je realizován přes sériový port. Program umožňuje záznam 4 vybraných křivek a 4 číselných parametrů, v mém případě pouze

hodnoty SpO<sub>2</sub> a pletysmografickou křivku. Při záznamu křivek je možné ukládat po 1 s, 5 s a 10 s. Při měření na přednastaveném scénáři byly trendové hodnoty SpO<sub>2</sub> zaznamenávány po 1 s. Vzorkovací frekvence patientského monitoru Datex Ohmeda S5 při ukládání pletysmografické křivky byla 100 Hz.

Pro přenos trendových dat pulzního oxymetru byl použit program RealTerm 2.0. Data se během měření ukládají do paměti přístroje a po ukončení měření jsou přeneseny přes sériový port do počítače.

Ze všech uložených dat ve formátu .xls jsem vytvořila grafy v programu MatLab R2012b (Mathworks).

#### 4.7.1 Úprava křivek v prostředí Matlab

V první části při měření desaturace na umělém pacientovi HPS přístroji Datex Ohmeda S5 a pulzním oxymetrem Libra byla data pouze vykreslena v programu Matlab. Naměřená data z patientského monitoru Datex i pulzního oxymetru Libra byla posunuta ve směru časové osy x o časové zpoždění při sepnutí simulace a propojení s figurínou umělého pacienta. Z dat simulovaných patientským simulátorem HPS při měření pulzním oxymetrem Libra a patientským monitorem Datex Ohmeda S5 byla vytvořena jedna průměrná křivka, ke které je vztaženo statistické zhodnocení křivek.

Při úpravě pletysmografických křivek bylo nejprve nutné vypočítat průměrné periody a amplitudy naměřených pletysmografických křivek z pěti dobrovolníků a z 5 simulací provedených na HPS. Konkrétně z vybraného úseku čtyř pravidelných period po ustálení pletysmografické křivky během měření.

Poté byly jednotlivé křivky převzorkovány na průměrnou délku periody a stejně tak amplitudy byly vynásobeny konstantou pro přepočet na průměrnou amplitudu. Průměrné periody a amplitudy jednotlivých úseků jsou zaznamenány v Tabulce 4.2.

**Tabulka 4.2** : Sledovaná skupina pěti dobrovolníků z řad studentů

Proband/Simulace	Dobrovolníci		Simulátor HPS	
	Amlituda (-)	Perioda (min)	Amlituda (-)	Perioda (min)
1	5,03	0,77	4,04	0,70
2	3,30	0,70	4,00	0,65
3	15,02	0,84	4,21	0,77
4	0,84	0,97	4,25	0,42
5	1,37	0,87	4,29	0,42
Průměr±SD	5,11±5,78	0,83±0,10	4,16±0,13	0,59±0,16



## 4.8 Statistické zpracování dat

Pro vyhodnocení síly závislosti naměřených a simulovaných hodnot simulátoru byla použita korelace. Na základě Kolmogorovova-Smirnovova testu normality rozdělení dat provedeném v programu MatLab R2012b (Mathworks) bylo zjištěno, že soubor s naměřenými daty nemá normální rozdělení. K posouzení korelace jsem zvolila Spearmanův korelační koeficient, který je definován jako:

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum_i (p_i - q_i)^2}{n(n^2 - 1)} \quad (5.1)$$

kde  $p_i$  a  $q_i$  jsou pořadová čísla přiřazená hodnotám saturace krve kyslíkem,  $i$  je index korelační dvojice a  $n$  je počet korelačních dvojic. Spearmanův korelační koeficient nabývá hodnot v rozmezí  $\langle -1, 1 \rangle$ , kde okrajové hodnoty intervalu značí funkční závislost  $i$  a hodnota 0 značí nulovou korelaci, kdy na sobě dané jevy nejsou téměř vůbec závislé.

Míra korelace bylo stanovena pro úroveň významnosti  $p < 0,05$  [15].

## 5 Výsledky

### 5.1 Měření desaturace

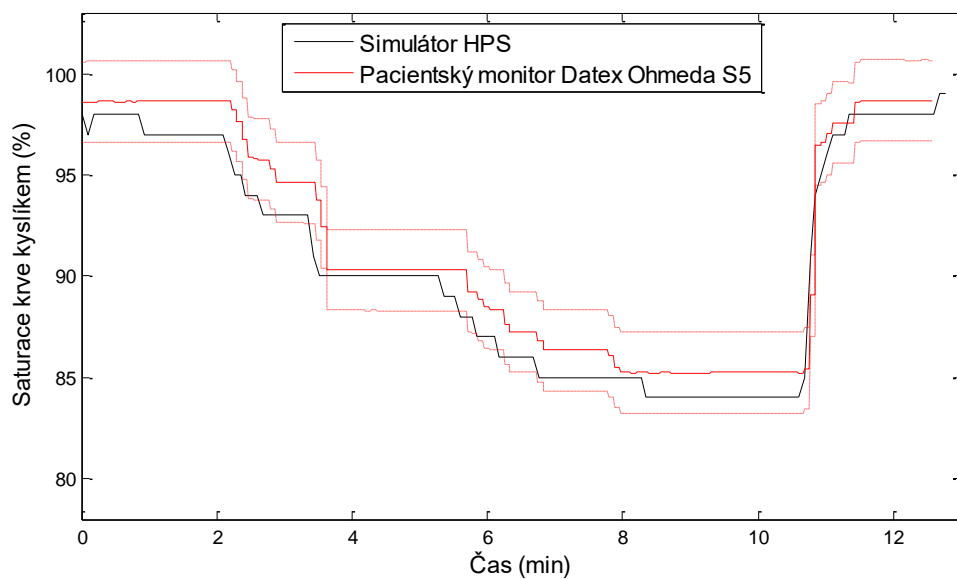
Při měření desaturace byly zaznamenávány trendové údaje saturace krve kyslíkem. Celé měření bylo provedeno dvakrát pro patientský monitor Datex Ohmeda S5 i pro pulzní oxymetr Libra.

V první tabulce je zaznamenán průběh simulace anafylaktického šoku. Při první simulaci byly naměřeny hodnoty SpO<sub>2</sub> patientským monitorem Datex Ohmeda S5, při druhé pulzním oxymetrem Libra. Hodnoty časů při přechodu do jednotlivých fází se lišily maximálně o 1 s.

**Tabulka 6.1** : Průběh scénáře Anafylaktického šoku při první simulaci (Patientský monitor)

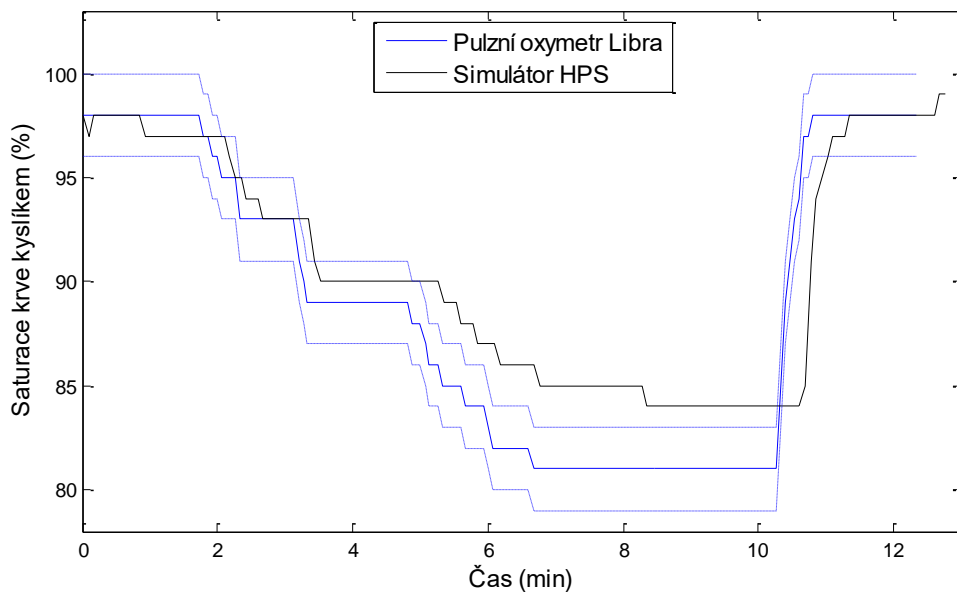
Čas	Zpráva
0:00:00	Scénář 'Anaphylaxis' byl spuštěn
0:02:06	Scénář 'Anaphylaxis' přešel z 'Begining Anaphylaxis' do 'Mild Anaphylaxis'
0:03:20	Scénář 'Anaphylaxis' přešel z 'Mild Anaphylaxis' do 'Moderate Anaphylaxis'
0:04:59	Scénář 'Anaphylaxis' přešel z 'Moderate Anaphylaxis' do 'Severe Anaphylaxis'
0:10:39	Scénář 'Anaphylaxis' přešel z 'Severe Anaphylaxis' do 'Epinephrine Administered'
0:10:44	Podán Epinephrine 1:1
0:11:40	Scénář 'Anaphylaxis' přešel z 'Epinephrine Administered' do 'Condition Improves'
0:12:48	Scénář byl ukončen

Proměnné hodnoty saturace krve kyslíkem v čase naměřené patientským monitorem Datex Ohmeda S5 při první simulaci jsou zaznamenány na Obrázku 6.1 spolu s průměrnou křivkou simulovaných hodnot patientským simulátorem HPS. Zároveň je v grafu znázorněna  $\pm 2\%$  interval přesnosti měření patientským monitorem Datex Ohmeda S5 garantovaný výrobcem.



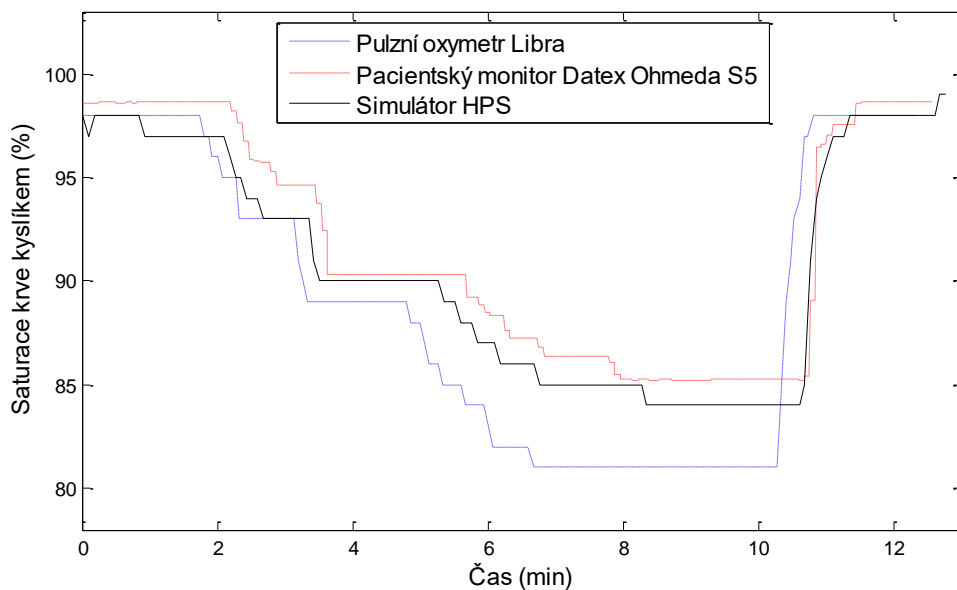
**Obrázek 6.1 :** Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> při anafylaktickém šoku a data naměřená pacientským monitorem

Do druhého grafu na Obrázku 6.2 jsou zaneseny hodnoty SpO<sub>2</sub> naměřené pulzním oxymetrem Libra a zprůměrovaný průběh simulovaných hodnot pacientského simulátoru HPS z obou simulací. Stejně jako u pacientského monitoru Datex výrobce garantuje maximální odchylku od skutečné hodnoty  $\pm 2\%$ .



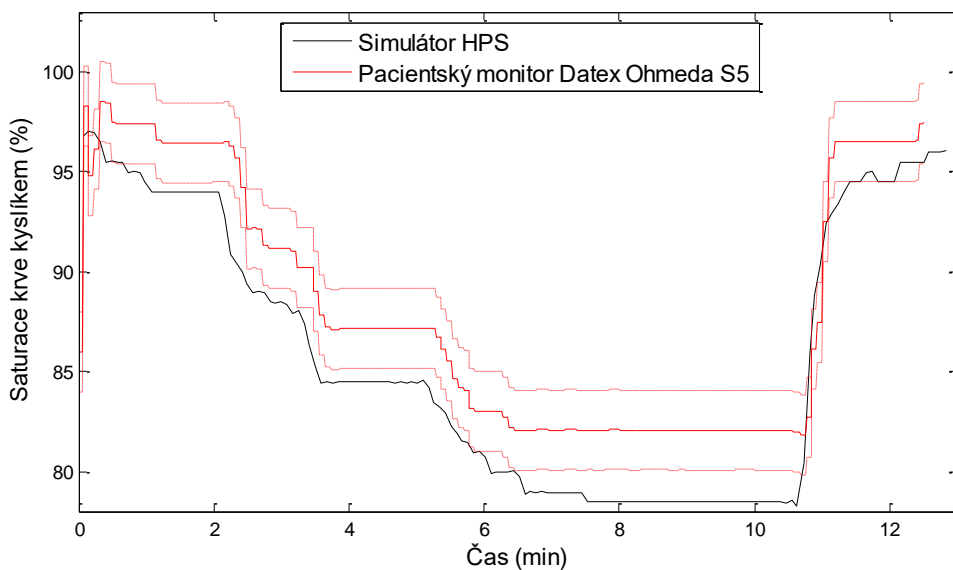
**Obrázek 6.2:** Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> při anafylaktickém šoku a data naměřená pulzním oxymetrem

Ve čtvrtém grafu na Obrázku 6.3 je poté porovnání naměřených hodnot patientským monitorem Datex Ohmeda S5 a pulzním oxymetrem Libra spolu se simulovanými hodnotami patientského simulátoru HPS.

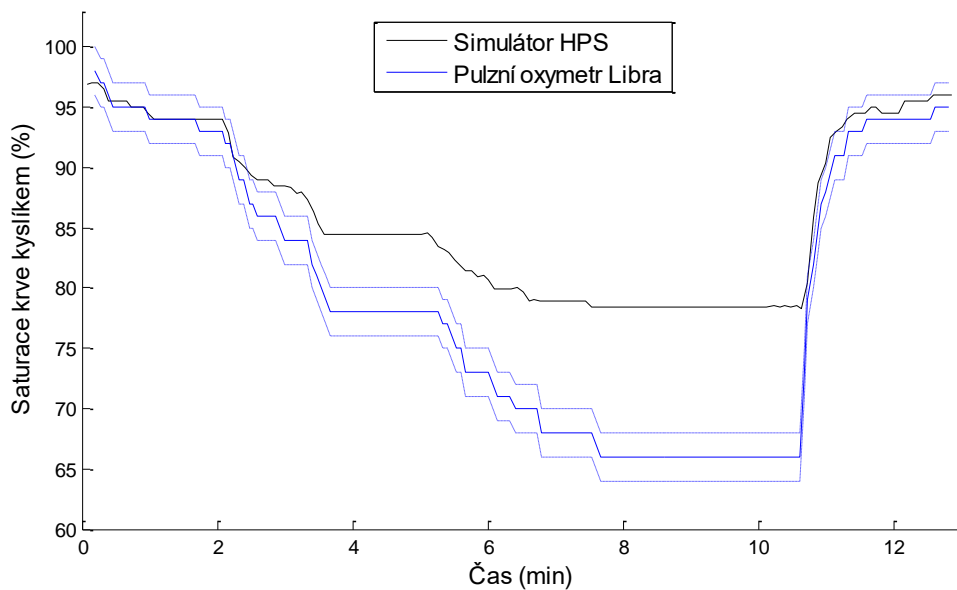


**Obrázek 6.3:** Porovnání simulovaných hodnot saturace krve kyslíkem měřených patientským monitorem a pulzním oxymetrem

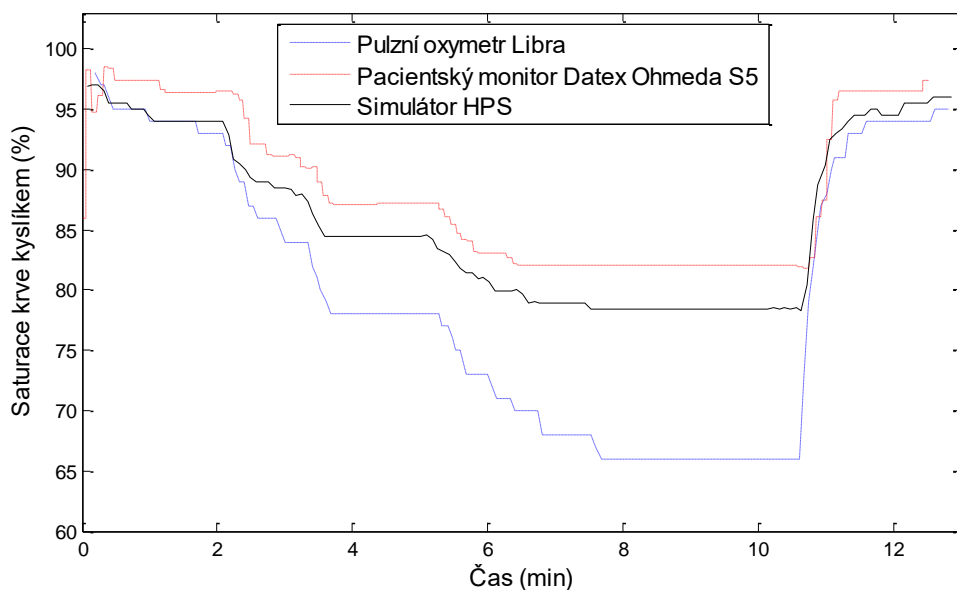
V grafech na Obrázcích 6.4, 6.5, 6.6 jsou znázorněny průběhy saturace krve kyslíkem při opakované simulaci.



**Obrázek 6.4:** Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> anafylaktickém šoku a průměrná data naměřená patientským monitorem při 3. simulaci



**Obrázek 6.5:** Simulovaný průběh  $SpO_2$  při anafylaktickém šoku a data naměřená pulzním oxymetrem při 3. simulaci



**Obrázek 6.6:** Porovnání průměrných simulovaných hodnot saturace krve kyslíkem měřených pacientským monitorem a pulzním oxymetrem při 2. a 3. simulaci

Do Tabulky 6.2 a 6.3 jsou zaznamenány Spearmanovy korelační koeficienty statisticky významné pro  $p < 0,05$  vypočtené programem MatLab R2012b (Mathworks).

**Tabulka 6.2** : Míra korelace mezi naměřenými a simulovanými hodnotami při prvním měření (korelační koeficienty statistický významné pro  $p < 0,05$ )

Přístroj	Korelační koeficient
Datex Ohmeda S5 a HPS	0,8893
Libra a HPS	0,9090

**Tabulka 6.3** : Míra korelace mezi naměřenými a simulovanými hodnotami při druhém měření (korelační koeficienty statistický významné pro  $p < 0,05$ )

Přístroj	Korelační koeficient
Datex Ohmeda S5 a HPS	0,8480
Libra a HPS	0,9207

V Tabulce 6.4 jsou vypsány maximální odchylky pro jednotlivé časové úseky simulace. Vždy bylo odečteno prvních a posledních 20 hodnot, kdy docházelo k ustálení, a některé hodnoty neměly výpovědní hodnotu. První úsek je definován do času, kdy hodnota SpO<sub>2</sub> klesla po 90 %. Druhý úsek je do 8. minuty simulace, kdy hodnota SpO<sub>2</sub> prudce klesá. Třetí poté od 8. minuty do 11. minuty simulace, kdy dochází k částečnému ustálení hodnoty SpO<sub>2</sub>, a čtvrtý od 11. minuty do konce simulace.

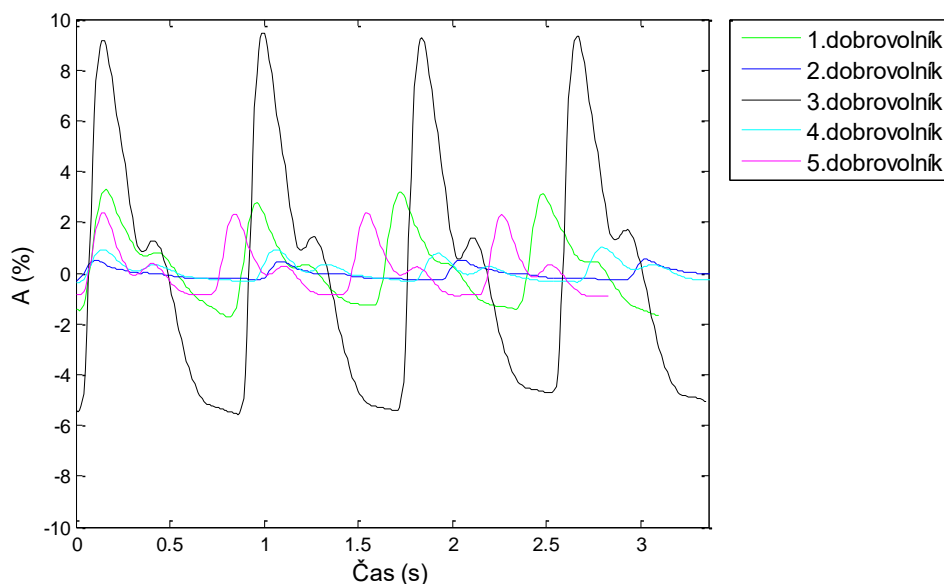
**Tabulka 6.4** : Maximální odchylky od simulovaných hodnot patientského simulátoru HPS při 1. a 2.simulaci pro patientský monitor Datex Ohmeda S5 a pulzní oxymetr Libra

Měření	Přístroj	Maximální odchylka od simulované hodnoty SpO <sub>2x</sub> (%)			
		1. úsek	2. úsek	3. úsek	4. úsek
1. simulace	Pacientský monitor Datex Ohmeda S5	1,1	-0,3	10,1	1,0
	Pulzní oxymetr Libra	4,0	4,0	3,2	0,6
2. simulace	Pacientský monitor Datex Ohmeda S5	-0,9	-0,2	13,2	2,5
	Pulzní oxymetr Libra	1,0	10,0	11,3	0,9

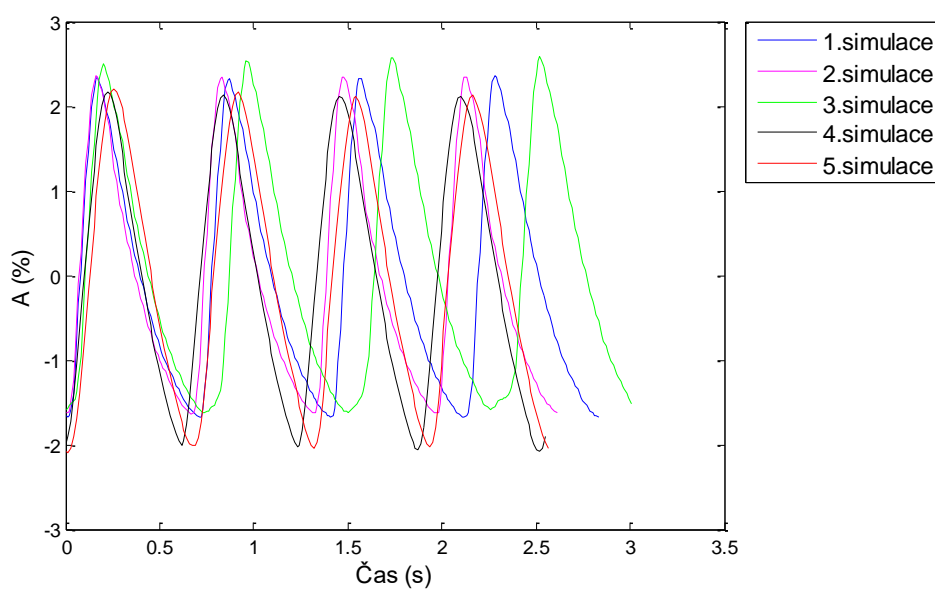
## 5.2 Měření pletysmografické křivky

Na rozdíl od měření desaturace, kde jsou zaznamenávány trendy, je u měření pletysmografické křivky zaznamenáván průběh křivky.

Naměřené původní pletysmografické křivky ještě před dalšími úpravami jsou vykresleny na Obrázku 6.7 pro dobrovolníky a na Obrázku 6.8 pro patientský simulátor HPS.



**Obrázek 6.7 :** Záznamy neupravených pletysmografických křivek naměřených na dobrovolnících



**Obrázek 6.8 :** Záznamy neupravených pletysmografických křivek naměřených na simulátoru HPS

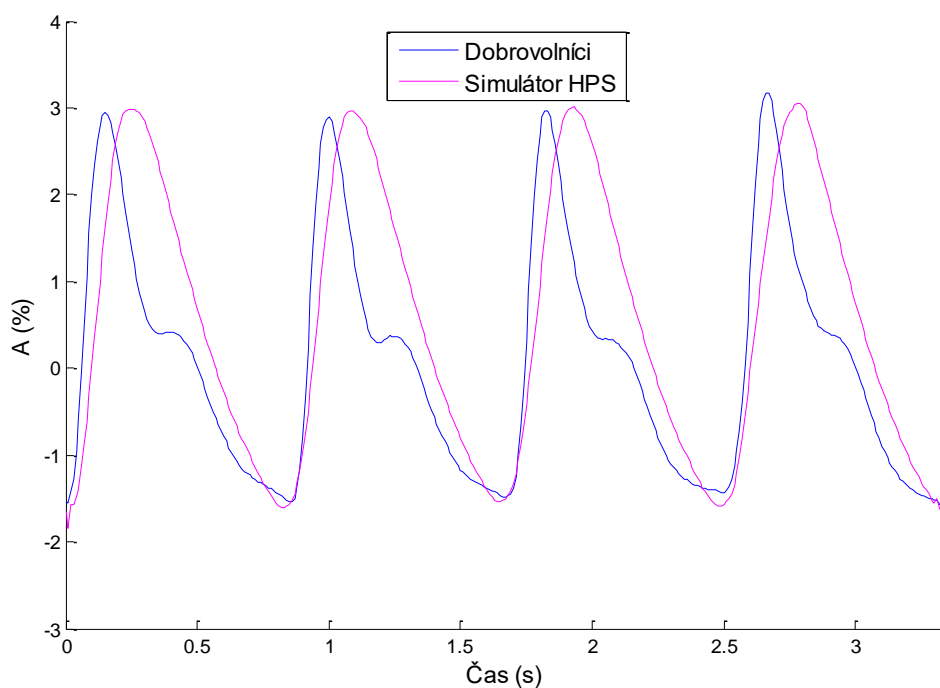
Z naměřených pěti křivek dobrovolníků i patientského simulátory byly sestaveny průměrné křivky.

Do Tabulky 6.3 jsou zaznamenány periody a amplitudy těchto signálů ještě před jejich další úpravou.

**Tabulka 6.3 :** Porovnání amplitudy a periody původních zprůměrovaných signálů

	Amplituda (%)	Perioda (s)
Dobrovolníci	5,11	333,6
Simulátor HPS	4,16	237,6

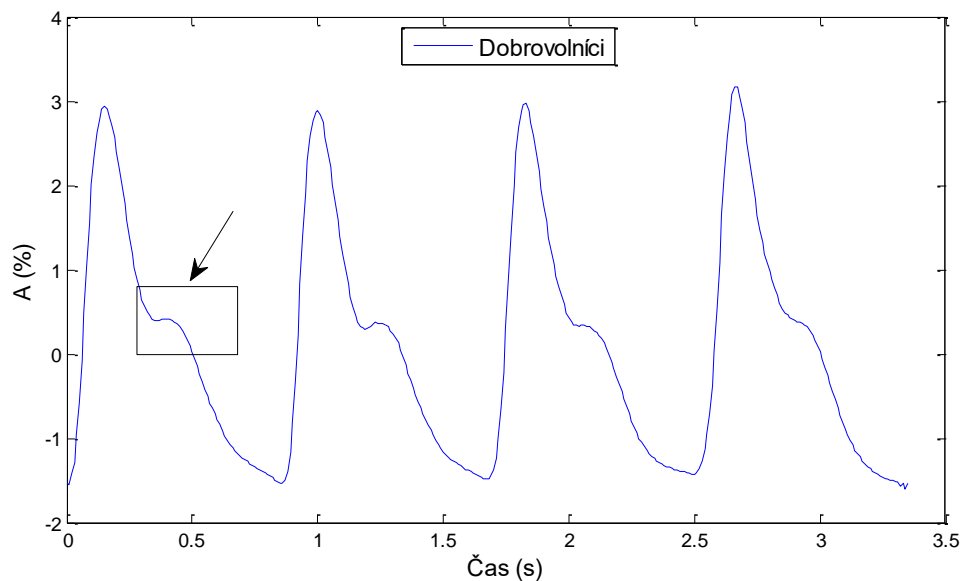
Pro porovnání tvaru výsledné křivky naměřené na simulátoru HPS a na dobrovolnících byla výsledná data sjednocena – úprava amplitudy a posunutí dat ze simulátoru ve směru osy y. Výsledné grafy jsou zaznamenány na Obrázku 6.9.



**Obrázek 6.9:** Zprůměrované upravené pletysmografické křivky

Při hodnocení tvaru pletysmografické křivky byla hodnocena i přítomnost dikrotické vlny. Ta je znázorněna na Obrázku 6.10, na průměrné křivce naměřené na dobrovolnících.





**Obrázek 6.10:** Zdůraznění dikrotické vlny na průměrné křivce naměřené na dobrovolnících

Do Tabulky 6.4 jsou zaznamenány korelační koeficienty statisticky významný pro  $p < 0,05$ .

**Tabulka 6.4 :** Míra korelace mezi hodnotami naměřenými na probandech a na umělém pacientovi (korelační koeficienty statisticky významné pro  $p < 0,05$ )

Parametr	Korelační koeficient
SpO <sub>2</sub>	0,8706

## 6 Diskuse

V první části mé práce při porovnávání přesnosti pulzního oxymetru Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA) a pulzního oxymetru Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN) pomocí patientského simulátoru HPS byl na základě porovnání odchylek mezi naměřenými a simulovanými hodnotami přesnější patientský monitor Datex. To je patrné z grafů na Obrázku 6.3, kde je vidět časový průběh simulovaných hodnot SpO<sub>2</sub> patientským simulátorem a naměřené hodnoty patientským monitorem Datex Ohmeda S5 a pulzním oxymetrem Libra. Už při zpracování dat byly vyřazeny počáteční nereálné hodnoty naměřené monitorem Datex i pulzním oxymetrem Libra, jelikož bylo nutné počítat s jistou časovou odezvou, než přístroj začal zaznamenávat reálné hodnoty. Celkový výsledek měření mohl být ovlivněn tímto časovým zpožděním, konkrétně dobou od začátku simulace a tedy i zaznamenáváním hodnot v softwaru MÜSE a propojení softwaru s figurínou – zaznamenávání hodnot externími přístroji. Software neumí při simulování jakýkoliv parametrů určit, kdy došlo k propojení s figurínou. Proto byl tento odečet prováděn manuálně, kdy výsledná odchylka není větší než 2 s.

Při porovnání korelačních koeficientů, jež byly všechny větší než 0,8, lze mluvit o střední závislosti mezi simulovanými a měřenými hodnotami, a to pro oba sledované přístroje. Vyšších hodnot nabýval při korelaci simulovaných dat z umělého pacienta HPS a pulzního oxymetru Libra. To je způsobeno přesnějším kopírováním křivky v průběhu celé simulace. V praxi nás ale bude více zajímat aktuální hodnota odchylky od reálné hodnoty, kde bychom na základě dat z pulzního oxymetru diagnostikovali např. falešnou hypoxii.

Jelikož mnou vybraný scénář Anafylaktického šoku, jak už bylo zmíněno výše, slouží jako výukový scénář a nedochází k automatickému přepínání fází, tak ani podání epinefrinu při jedné simulaci nezměnilo jeho průběh. Usoudila jsem tak, že podání léčiva a fyziologické změny s tím spojené jsou zahrnuty v páté fázi s názvem Epinephrine Administered.

Hlavním důvodem opakovaného měření byla možnost porovnat výsledky a vyřadit data, v případě hrubé chyby měření. Při porovnání první a druhé simulace, kde byla dodržena časová posloupnost jednotlivých kroků s maximální odchylkou do 1 s, mi vyšly srovnatelné výsledky. Při druhé simulaci došlo k větším odchylkám u obou přístrojů při poklesu SpO<sub>2</sub> na nejnižší simulované hodnoty. Je však nutné brát v potaz, že oproti první simulaci došlo k poklesu SpO<sub>2</sub> pod 80 %. V případě pulzního oxymetru Libra výrobce stále garantuje přesnost  $\pm 2$  %, u patientského monitoru Datex se odchylka zvyšuje na  $\pm 3$ %.

Lze konstatovat, že patientský monitor Datex se pohyboval v mezích přesnosti garantovaných výrobcem, pouze při náhlém vzestupu byly tyto hodnoty překročeny. Jednalo se ale vždy o krátký časový úsek do 3 s.

Naopak pulzní oxymetr Libra měřil při poklesu SpO<sub>2</sub> pod 85 % velmi nepřesně a odchylky se v této oblasti pohybovaly při obou simulacích kolem hodnoty - 10 %..

V druhé části už patientský simulátor nesloužil jako tester zdravotnické techniky, ale bylo hodnoceno, jak moc reálně je schopný simulovat průběh pletysmografické křivky. Zde byla nejprve naměřena data na pěti dobrovolnících a výsledná průměrná pletysmografická křivka sloužila jako skutečná křivka, vůči které byla porovnávána data z patientského simulátoru HPS. Při měření na dobrovolnících byla snaha, co nejvíce eliminovat vnější vlivy, které mohly mít vliv na průběh pletysmografické křivky. Toto bylo zajištěno měřením na simulovaném pracovišti JIP a ARO na Fakultě biomedicínského inženýrství v Kladně za stejných podmínek. Zde byla důležitá zejména stejná teplota, která má velký vliv na amplitudu, což bylo potvrzeno měřením na probandovi po příchodu z chladného prostředí. Tyto data nebyla zařazena do výsledné křivky, pouze demonstrovala ovlivnění amplitudy teplotou. Dále bylo nutné, aby probandi byli před měřením v klidu a došlo u nich k ustálení tepové frekvence. Kromě toho měření probíhalo pět minut, i když k samotnému zpracování postačil pouze úsek dlouhý 4 s.

Při měření na patientském simulátoru HPS bylo také provedeno pět simulací, z kterých bylo vybráno 5 úseků se čtyřmi periodami pletysmografické křivky. Zde bylo měření jednodušší z pohledu narušení měření vnějšími vlivy. Při měření na simulátoru nemusím uvažovat ovlivnění průběhu křivky pohybovými artefakty, změnami tepové frekvence vlivem nervozity nebo nedostatečným prokrvením horních končetin. Aby byly výsledky srovnatelné, měření probíhalo na simulovaném pacientovi stejné věkové kategorie, v jaké se pohybovala skupina probandů.

Na Obrázcích 6.7 a 6.8 jsou znázorněny původní průběhy pletysmografických křivek. Podle předpokladu se u patientského simulátoru HPS jednotlivé křivky tolik nelišily. Z grafu zobrazujícího křivky naměřené na dobrovolnících se nejvýrazněji lišila amplituda 2. a 3. dobrovolníka. Ani jedna křivka však nebyla z dalšího zpracování vyřazena, jelikož v případě hodnocení pletysmografické křivky nejsou stanovena přesná kritéria pro její vyhodnocení.

V Tabulce 6.3 jsou zaznamenány amplitudy a periody zprůměrovaných křivek, kdy v obou případech dosahují vyšších hodnot údaje naměřené na dobrovolnících. Jak už bylo zmíněno, při hodnocení pletysmografické křivky se setkáváme s větší variabilitou těchto hodnot. Proto jsem v závěru hodnotila zejména tvar těchto křivek. Vzájemný vztah posouzený korelačním koeficientem vyšel 0,8706 vypovídající o střední závislosti. Při hodnocení na základě znalostí průběhu pulzní vlny lze vyvodit, že křivka naměřená na patientském simulátoru postrádá dikrotickou vlnu. Celkově je její průběh

podobný více pravidelnému sinusovému signálu než tvaru fyziologické pletysmografické křivky. To lze usuzovat i z úhlu náklonu vzestupné části pletysmografické křivky.

## 7 Závěr

V první části této práce byla zhodnocena věrohodnost měření saturace krve kyslíkem pulzním oxymetrem Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN) a patientského monitoru Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA) při její proměnlivé hodnotě. Jako nástroj pro simulování těchto změn byl použit patientský simulátor HPS, konkrétně přednastavený scénář Anafylaktického šoku. Z naměřených dat byl vyhodnocen jako přesnější přístroj patientský monitor Datex. Kromě toho byl ověřen předpoklad, že s klesající saturací krve kyslíkem rostou i odchylky naměřených hodnot.

Předmětem druhé části práce bylo vyhodnocení pletysmografické křivky generované externím simulátorem HPS v porovnání s křivkou získanou při měření na dobrovolnících. Externí simulátor, který je součástí HPS je dostačující pro výukové a školící účely, pro které je simulátor primárně určen, nicméně je vhodné znát určité rozdíly oproti reálnému signálu. Amplitudy i periody signálu z patientského simulátoru se pohybovaly na stejné úrovni jako ty naměřené na dobrovolnících. Zásadní rozdíl byl ve tvaru pletysmografické křivky, kde tvar pulzní vlny z externího simulátoru úplně postrádal dikrotickou vlnu.

## Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Vzájemné propojení částí patientského simulátoru

Obrázek 2.2: Software MŮSE

Obrázek 2.3: Model těla umělého pacienta

Obrázek 2.4: Modul OxSim

Obrázek 3.1: Centrální (vlevo) a periferní (vpravo) vlna

Obrázek 3.2: Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík

Obrázek 3.3: Graf závislosti jednotlivých složek hemoglobinu na absorpci světla s vyznačenými vlnovými délkami používanými při měření běžnými oxymetry

Obrázek 3.4: Pulzní oxymetr

Obrázek 5.1: Simulované pracoviště JIP na Fakultě biomedicínského inženýrství

Obrázek 5.2: Měření saturace krve kyslíkem

Obrázek 5.3: Patientský monitor Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA)

Obrázek 5.4: Pulzní oxymetr Libra (Nellcor<sup>TM</sup>, Minneapolis, MN)

Obrázek 6.1: Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> při anafylaktickém šoku a data naměřená patientským monitorem

Obrázek 6.2: Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> při anafylaktickém šoku a data naměřená pulzním oxymetrem

Obrázek 6.3: Porovnání simulovaných hodnot saturace krve kyslíkem měřených patientským monitorem a pulzním oxymetrem

Obrázek 6.4: Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> anafylaktickém šoku a data naměřená patientským monitorem při druhé simulaci

Obrázek 6.5: Simulovaný průběh SpO<sub>2</sub> při anafylaktickém šoku a data naměřená pulzním oxymetrem při druhé simulaci

Obrázek 6.6: Porovnání simulovaných hodnot saturace krve kyslíkem měřených patientským monitorem a pulzním oxymetrem při druhé simulaci

Obrázek 6.7: Záznamy neupravených pletysmografických křivek naměřených na dobrovolnících

Obrázek 6.8: Záznamy neupravených pletysmografických křivek naměřených simulátoru HPS

Obrázek 6.9: Zprůměrované upravené pletysmografické křivky

Obrázek 6.10: Zdůraznění dikrotické vlny na průměrné křivce naměřené na dobrovolnících

## Seznam použité literatury

- [1] *Using the Pulse Oximeter* [online]. 2011 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: [http://www.who.int/patientsafety/safesurgery/pulse\\_oximetry/who\\_ps\\_pulse\\_oxymetry\\_tutorial2\\_advanced\\_en.pdf](http://www.who.int/patientsafety/safesurgery/pulse_oximetry/who_ps_pulse_oxymetry_tutorial2_advanced_en.pdf)
- [2] BARKER S.J., TREMPER K.K., HYATT J.: *Effects of methemoglobinemia on pulse oximetry and mixed venous oximetry*. *Anesthesiology* (1989). 70(1):112-7.
- [3] HAMPSON N.B.: *Pulse oximetry in severe carbon monoxide poisoning*. *Chest* (1998). 114:1036–41.
- [4] LOUW A., CRACCO C., CERF C. et al.: *Accuracy of pulse oximetry in the intensive care unit*. *Intensive Care Med* (2001) 27: 1606. doi:10.1007/s001340101064
- [5] KUDRNA P., ROŽÁNEK M., SUCHOMEL M.: *Vliv uživatelem nastavitelných parametrů na chování systémů patientského simulátoru METI ECS*. Praha (2013). B.m.: FBMI ČVUT v Praze.
- [6] CAE Healthcare. Patient simulators. [online]. 2013 [cit. 2016-05-07]. Dostupné z: <http://www.caehealthcare.com/eng/patient-simulators/muse>
- [7] HPS-Human patient simulator : Users guide, CAE Healthcare, 2015.
- [8] Oxygen Saturation: A Guide to Laboratory Assessment. *Clinical Laboratory News* [online]. 2006 [cit. 2017-05-07]. Dostupné online : <http://www.optimedical.com/pdf/articles/oxygen-saturation-laboratory-assessment.pdf>
- [9] HAYMOND S., CARIAPPA R., EBY CH. a SCOTT M.: *Laboratory Assessment of Oxygenation in Methemoglobinemia*. *Clinical Chemistry* [online]. 2005 [cit. 2017-05-16]. DOI: <https://doi.org/10.1373/clinchem.2004.035154>. Dostupné z: <http://clinchem.aaccjnls.org/content/51/2/434/tab-figures-data>
- [10] Masimo Signal Extraction Technology (SET®). *Masimo* [online]. 2017 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.masimo.com/home/signal-extraction-pulse-oximetry/technology-overview/whats-the-difference/>
- [11] ROSINAJ., KOLÁŘOVÁ H., STANEK J.: *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 8024713837.
- [12] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 8024807513.
- [13] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 9788024730684.

- [14] Datex Ohmeda S/5 E-Modules - Service manual. In: Frank's Hospital Workshop [online]. Datex-Ohmeda, 2005. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: [http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/anaesthesia/service\\_manuals/Datex-Ohmeda\\_S-5\\_E-Modules\\_-\\_Service\\_manual.pdf](http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/anaesthesia/service_manuals/Datex-Ohmeda_S-5_E-Modules_-_Service_manual.pdf)
- [15] ANTOŠOVÁ, Tereza. *Porovnání navození anestezie u celotělového simulátoru člověka a reálného pacienta*. Kladno, 2016. Diplomová práce. FBMI ČVUT v Praze.



## Příloha A: Tabulky přesností

**Tabulka A-1** : Přístroj Libra (Nellcor™, Minneapolis, MN)

<b>Intrval měření</b>	
SpO <sub>2</sub> :	1% až 100%
Tepová frekvence:	20 až 250 bpm
<b>Přesnost</b>	
SpO <sub>2</sub> :	(% SpO <sub>2</sub> ± 1 SD)
Dospělý	70 % až 100 % ± 2%
Novorozenec	70 % až 100 % ± 3%
Nízká perfúze	70 % až 100 % ± 2%
Tepová frekvence	20 až 250 bpm ± 3%
Nízká perfúze	20 až 250 bpm ± 3%

**Tabulka A-2** : Přístroj Datex-Ohmeda S/5 (General Electric, New York, USA)

<b>Intervaly měření</b>	
SpO <sub>2</sub>	40 % až 100%
Tepová frekvence	30 bpm až 250 bpm
<b>Přesnost měření</b>	
SpO <sub>2</sub> :	2 % (80 % až 100 %)
	3 % (50 % až 80 %)
Tepová frekvence:	5 bpm

## Příloha B: Obsah přiloženého CD

**Tabulka B-1** : Obsah přiloženého CD

<b>Popis souboru</b>	<b>Název souboru</b>
Abstrakt (v českém jazyce)	abstrakt.pdf
Abstrakt (v anglickém jazyce)	abstract.pdf
Bakalářská práce	bakalarska_prace.pdf
Klíčová slova (v českém jazyce)	klicova_slova.pdf
Klíčová slova (v anglickém jazyce)	keywords.pdf
Zadání bakalářské práce	zadani_BP.pdf